

PULSE RATE MEASURING DEVICE

[CLAIM]

A pulse rate measuring device for detecting pulse waves from pressure pulsation of a cuff and measuring a pulse rate based on time intervals between said pulse waves, comprising:

- rising edge detecting means for detecting an rising edge of each of said pulse waves;

- time interval determining means for determining time intervals between said rising edges of said pulse waves;

- pulse rate computing means for computing a pulse rate based on said time intervals of said rising edges of said pulse waves; and

- display means for displaying said computed pulse rate.

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報 (U)

昭60-128605

⑬ Int.CI.

A 61 B 5/02

識別記号

102

厅内整理番号

7046-4C

⑭ 公開 昭和60年(1985)8月29日

審査請求 未請求 (全頁)

⑮ 考案の名称 脈拍数測定装置

⑯ 実 願 昭59-15595

⑰ 出 願 昭59(1984)2月6日

⑱ 考案者 横江一三 春日井市高森台10丁目2番地の2 6号棟112号

⑲ 考案者 中川常雄 可児市可児町緑ヶ丘2丁目41番地の3

⑳ 出願人 株式会社 日本コーリン 小牧市村中1200番地4

㉑ 代理人 弁理士 池田治幸 外2名

明細書

1. 考案の名称

脈拍数測定装置

2. 実用新案登録請求の範囲

カフの圧力振動から脈波を検出し、該脈波間の時間間隔に基づいて脈拍数を測定する脈拍数測定装置であって、

前記脈波の立上り点を検出する立上り点検出手段と、

前記脈波の立上り点の時間間隔を決定する時間間隔決定手段と、

前記脈波の立上り点の時間間隔に基づいて脈拍数を演算する脈拍数演算手段と、

演算された脈拍数を表示する表示手段とを含むことを特徴とする脈拍数測定装置。

3. 考案の詳細な説明

技術分野

本考案は脈拍数測定装置に係り、特に、被測定者の腕部等に巻回されるカフの圧力振動から脈波を検出し、その脈波間の時間間隔に基づいて脈拍

数を測定する脈拍数測定装置に関するものである。

従来技術

被測定者の脈拍数を連続的に測定してトレンドを記録する場合には、心電計により第1図(a)に示すような心電図を記録し、そのR波間の時間間隔 t 。(秒)から次式(1)に従って脈拍数 N_R を算出して脈拍数 N_R のトレンドを記録することが一般的である。

$$N_R = 60 / t \cdots \cdots (1)$$

しかし、循環器の調節機能を検査するために、被測定者を所定時間安静仰臥させた後起立させ、その起立前後の循環器の作動状態を比較する起立試験のように、脈拍数を測定しつつ血圧測定をも実施したい場合には、心電計とともに自動血圧計等を設ける必要があるため、装置が大掛りになっていた。

これに対し、近年被測定者の腕部等に巻回したカフの圧力振動から第1図(b)に示すような脈波を

検出し、この脈波の振幅変化に基づいて血圧値を測定するとともに、脈波のピーク値 P 点間の時間間隔 t_1 (秒) から次式(2)に従って脈拍数 N_p を算出し、血圧値と脈拍数を並行して測定し得るコンパクトな装置が提供されている。

$$N_r = 60 / t_s \quad \dots \dots \quad (2)$$

しかも、被測定者は単にカフを腕部等に巻回するのみで良く、心電計のように複数の電極を手足等に取り付ける必要がないため、特に起立試験のように体位変換を伴う測定において好都合であった。

しかしながら、本考案者等は斯る装置について種々研究を重ねるうち、上記脈拍数 N_p が心電図から算出した脈拍数 N_R と僅かにずれる場合があることを発見した。すなわち、脈拍数 N_p はカフ圧が一定に維持されれば脈拍数 N_R と正確に一致するが、血圧測定等のためにカフ圧が変化すると脈拍数 N_p から僅かにずれてしまうのである。そして、このような脈拍数 N_p のずれは、時に起

立試験のように被測定者の体位変換に伴って脈拍数が変化する場合、カフ圧の影響によるものか否かの判別が困難となり、正確な診断を妨げることとなるのである。

このため、本考案者等は上記現象の原因を究明するために更に詳細な研究を行い、脈拍数 N_p のすれば、脈波のピーク値 P 点がカフ圧の影響を受けて、第 1 図における心電図(a)の R 波から脈波(b)のピーク値 P 点までの時間間隔 t_2 が、第 2 図に示すようにカフ圧を被測定者の最高血圧値付近から最低血圧値付近まで降下させるのに伴って、平均血圧値 M 付近において最も長くなるように変化するためであることが判った。なお、第 2 図における縦軸の目盛は、チャートの目盛を示したものであり、時間間隔 t_2 はカフ圧の変化に伴って約 10 % 変化することが判る。

一方、脈波の波形はカフ圧の降下に伴って第 3 図 (a) → (b) → (c) → (d) のように変化するが、これ等の波形と心電図の R 波との関係を比較検討するうち、ピーク値 P 点に向かって立ち上る立ち上り点 Q が上

記脈波の波形の変化に拘らず R 波との時間間隔が一定に維持されることを発見した。すなわち、第 1 図における R 波と立上り点 Q との時間間隔 t_3 は、カフ圧の変化に拘らず常に一定に維持されることが判ったのである。

考案の目的

本考案は以上の如き知見に基づいて為されたものであり、その目的とするところは、カフの圧力振動から脈波を検出し、その脈波間の時間間隔に基づいて脈拍数を測定する脈拍数測定装置において、カフ圧の変化に拘らず正確な脈拍数を測定し得るようにすることにある。

考案の構成

斯る目的を達成するため、本考案に係る脈拍数測定装置は、(a) 脈波の立上り点を検出する立上り点検出手段と、(b) 前記脈波の立上り点の時間間隔を決定する時間間隔決定手段と、(c) 前記脈波の立上り点の時間間隔に基づいて脈拍数を演算する脈拍数演算手段と、(d) 演算された脈拍数を表示する表示手段とを含むことを特徴とする。ここで、脈

波の立上り点とは、前述したようにピーク値 P 点に向かって立ち上がる立上り点 Q を意味するものである。

考案の効果

このようにすれば、まず立上り点検出手段によって脈波の立上り点 Q を検出した後、時間間隔決定手段にて立上り点 Q 間の時間間隔 t_4 (秒) (第 1 図参照) を決定し、脈拍数演算手段において次式(3)に従って脈拍数 N_a を演算してこの脈拍数 N_a をチャート、ブラウン管等の表示手段にて表示することとなる。

$$N_a = 60 / t_4 \quad \cdots \cdots \quad (3)$$

そして、立上り点 Q は上述したように心電図の R 波との時間間隔 t_3 がカフ圧の変化に拘らず常に一定に維持され、立上り点 Q 間の時間間隔 t_4 は R 波間の時間間隔 t_1 と常時一致する。それ故、血圧測定等を行うためにカフ圧を変化させた場合においても、脈拍数 N_a は心電図から求められた

脈拍数 N_p と正確に一致することとなり、心電計のように大掛りな装置を用いることなく簡便な手段にて精度の良い脈拍数の連続測定が可能となるのである。なお、立上り点 Q 間の時間間隔 t_4 は必ずしも秒単位を用いる必要はなく、パルス数等その他の単位が用いられても良いことは言うまでもない。

実施例

以下、本考案が血圧脈拍測定装置に適用された場合の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第4図において、10は被測定者の腕部等を圧迫するための環状のカフであって、そのカフ10には、カフ10内の圧力を検出する圧力センサ12、カフ10内に圧力を供給してそれを昇圧する電動ポンプ14、カフ10内の圧力を血圧測定終了後に降下させるための急速排気用電磁弁16、およびカフ10内の圧力を徐々に降下させるために排気流量制限用絞り18が設けられた電磁弁20が接続されている。圧力センサ12は増幅器を備えて構成され、検出した圧力を増幅した後、そ

の圧力を表す圧力信号 S P をローパスフィルタ 2 2 およびバンドパスフィルタ 2 4 に供給する。ローパスフィルタ 2 2 は圧力信号 S P から人體の脈拍に同期する脈波である振動成分を除去し、静的な圧力を表す圧力信号 S P をマルチプレクサ 2 6 に供給する。バンドパスフィルタ 2 4 は、上記ローパスフィルタ 2 2 とは逆に圧力信号 S P 中から脈波成分のみを取り出した脈波信号 S M をマルチプレクサ 2 6 に供給する。そして、マルチプレクサ 2 6 に供給された圧力信号 S P および脈波信号 S M は、I / O ポート 2 8 から供給されるタイミング信号 S T に従って交互に A / D コンバータ 3 0 に出力され、それぞれデジタルコード化された圧力信号 S P D 、脈波信号 S M D に変換された後、I / O ポート 2 8 に供給される。

また、上記カフ 1 0 には、被測定者の体位を検出する体位計 3 2 が取り付けられている。体位計 3 2 は、第 5 図および第 6 図に示すように、コイルスプリング 3 4 と、そのコイルスプリング 3 4 の一端部に固定された鍤り 3 6 と、マイクロスイ

ッチ 3 8 とを備えており、体位計 3 2 が第 5 図に示すような水平状態にある場合には、錘り 3 6 がコイルスプリング 3 4 の付勢力に従って引っ張られるためマイクロスイッチ 3 8 は作動せず、体位計 3 2 が第 6 図に示すような垂直状態にある場合には、錘り 3 6 に作用する重力に従ってコイルスプリング 3 4 が伸長せしめられ、マイクロスイッチ 3 8 はその錘り 3 6 によって作動させられるようになっている。そして、本実施例においては、以上のように構成された体位計 3 2 が、被測定者の体位が仰臥状態にあるとき第 5 図に示すような水平状態となり、被測定者の体位が起立状態にあるとき第 6 図のような垂直状態となるように、カフ 1 0 に取り付けられている。すなわち、被測定者の体位が起立状態であるとき、マイクロスイッチ 3 8 が作動して起立状態を表す体位信号 S V が output され、前記 I / O ポート 2 8 に供給されるようになっているのである。

一方、第 4 図において、I / O ポート 2 8 は、データバスラインを介して C P U 4 0 , R A M 4

2, ROM 4 4 に接続されており、CPU 4 0 は RAM 4 2 の一時記憶機能を利用しつつ ROM 4 4 に予め記憶されたプログラムに従って I/O ポート 2 8 に供給される信号を処理し、電動ポンプ 1 4, 電磁弁 1 6 および 2 0 に駆動信号 P D, M D 1, M D 2 をそれぞれ供給するとともに、マルチブレクサ 2 6 に前述したタイミング信号 S T を供給する。また、表示制御駆動信号 4 6 および音声合成モジュール 4 8 には、それぞれ表示信号 D D および合成指令信号 S D が I/O ポート 2 8 から供給される。

表示制御駆動装置 4 6 は、供給された表示信号 D D に従って、起立状態を表す体位表示ランプ 5 0 を点灯表示するとともに、血圧表示器 5 2, 5 4 および脈拍表示器 5 6 にそれぞれ最高血圧値、最低血圧値、および脈拍数を数字表示する一方、プリンタ 5 8 に記録指令信号 S S を供給する。プリンタ 5 8 は、第 7 図に示すように予め横軸 6 1 に時間(秒)、縦軸 6 3 に血圧(mmHg) および脈拍数が設けられたチャート 6 0 上に、上記記録指

令信号 S S に従って最高血圧値 A、最低血圧値 B および脈拍数 N_o を逐次プロットしてそれ等のトレンドを記録するとともに、同時に体位表示記号 6 6 (V印) をチャート 6 0 上に記録する。第 7 図は以上のようにして記録されたチャートの一例を示したものである。

音声合成モジュール 4 8 は、供給された合成指令信号 S D に従って音声信号 S O を合成し、この音声信号 S O がスピーカ 6 2 に供給されることによって、所定の音声がスピーカ 6 2 から発生させられるようになっている。

なお、I/O ポート 2 8 には起動停止スイッチ 6 8 の開成操作によって起動停止信号 S C が供給され、起動停止スイッチ 6 8 の操作毎に装置が起動または停止させられるようになっている。また、C P U 4 0 にはクロック信号源 6 4 から所定周波数のパルス信号 C K が供給されている。

次に、本実施例の血圧脈拍測定装置が、被測定者の体位変換に伴う循環器の調節機能を検査する起立試験の実施に用いられた場合について、その

作動を第8図乃至第11図のフローチャートに従って説明する。なお、本実施例の作動に先立って、被測定者はベッド等に仰伏臥させられ、その腕部等にはカフ10が巻回されている。

まず、第8図のステップS1が実行され、起動停止スイッチ68が閉成操作されたか否か、換言すれば起動停止信号SCがI/Oポート28に供給されたか否かが判断される。起動停止信号SCが供給されていない場合には繰り返しステップS1が実行されるが、供給されるとステップS2が実行される。ステップS2においては、電磁弁16および20が閉じられるとともにポンプ14が駆動信号PDに従って作動させられ、圧力信号SPDが表すカフ10内の圧力が20mmHgになるまでカフ10内に圧力が供給されるとステップS3が実行される。ステップS3においては割込みルーチンの実行が許可され、以後所定周期で繰り返し割込みルーチンが実行される。

割込みルーチンは、第9図に示されるように実行される。まず、ステップW1が実行され、脈波

のサンプリングデータすなわち脈波信号 SMD の瞬時値が読み込まれる。そして、ステップ W 2において脈波が検出されたか否か、換言すればステップ W 1 で読み込まれたサンプリングデータによって第 3 図に示したような形状を有する脈波が検出されるか否かが判断され、脈波が検出されない場合には直ちに割込みルーチンは終了するが、この割込みルーチンは上記所定周期で繰り返し実行され、ステップ W 1 において逐次変化するサンプリングデータが繰り返し読み込まれることによって 1 つの脈波が検出されると、ステップ W 3 の立上り点検出ルーチンが実行される。ここで、割込みルーチンが実行される所定周期は、ステップ W 1 で読み込まれるサンプリングデータのトレンドが少なくとも第 3 図に示されるような脈波の波形として検出され得る程度に描かれる必要があり、たとえば 50 m 秒程度以下の周期とされる。

立上り点検出ルーチンは第 10 図のフローチャートに従って実行され、まずステップ X 1 においてサンプリングデータによって形成された脈波波

形から最大傾斜角部分Aを検出する。この最大傾斜角部分Aは、脈波を時間とともに変化する関数に置き換え、これを微分して求めても良く、或いは逐次読み込まれるサンプリングデータの変化量の大きさから検出することも可能である。そして、この最大傾斜角部分Aは、第3図に示されているように、カフ10の圧力降下に伴って変化する脈波波形に拘らず、常にピーク値P点のすぐ手前部分に検出される。

次に、ステップX2が実行され、上記最大傾斜角部分Aの手前側すなわち、時間的に早い側に一定範囲Bを限定する。この一定範囲Bは、第3図にそれぞれ示されているように、ピーク値P点に向かって脈波波形が急に変化する部分を含み且つ1つ前の脈波との間に形成される谷部C（第1図参照）を含まないように設定すれば良く、たとえば250m秒程度に設定すれば充分である。

そして、最後にステップX3が実行されて、一定範囲B内の波形において予め設定された立上り傾斜角部分を検出し、その点を立上り点Qとする。

この立上り傾斜角は、第3図に示すような種々の波形を有する脈波と心電波形（第1図(a)参照）との関係から、45～85度の範囲内に設定されれば、如何なる波形の脈波であってもその立上り点Qと心電波形のR波との間の時間間隔 t_3 がほぼ一定に維持される。なお、ステップX1およびステップX2において、立上り点Qを検出する範囲を一定範囲Bに限定したのは、隣接する脈波間の谷部Cにおいて上記立上り傾斜角と同一角度を成す部分が存在する場合があるためである。

このようにして立上り点Qが検出されると、第9図の割込みルーチンに戻ってステップW4が実行され、検出された立上り点Qと1つ前の脈波から検出した立上り点Qとの間の時間間隔 t_4 （秒）を決定し、ステップW5において前記第(3)式から脈拍数 N_p を演算する。そして、ステップW6において表示制御駆動装置46からプリンタ58に記録指令信号SSが供給され、脈拍数 N_p がチャート60の横軸（時間軸）61上にプロットされる一方、脈拍表示器56には脈拍数 N_p が数字

表示される。すなわち、上記ステップ W 3, W 4, W 5 はそれぞれ立上り点検出手段、時間間隔決定手段、脈拍数演算手段を成しているのであり、脈拍表示器 5 6 およびチャート 6 0 が表示手段を成しているのである。

このような割込みルーチンは、第 8 図のフローチャートにおいてステップ S 4 以下が実行される際に周期的に実行され、測定された脈拍数 N。は逐次脈拍表示器 5 6 に表示されるとともにチャート 6 0 上にプロットされる。

最初の割込みルーチンが終了すると、ステップ S 4 およびステップ S 5 が実行され、タイマ（カウンタ） T₁, T₂ が作動を開始してクロック信号源 6 4 から C P U 4 0 に供給されているパルス信号 C K の計数を開始するとともに、レジスタ D₁, F₀ の内容が零にクリアされる。

その後ステップ S 6 が実行され、タイマ T₁ の計数内容が予め定められた仰臥時間に対応するパルス数 T₀ よりも大きいか否かが判断され、タイマ T₁ の計数内容が T₀ よりも大きい場合にはス

ステップ S 7 が実行され、 T_0 よりも小さい場合にはステップ S 8 が実行される。ここで、仰臥時間、すなわち起立開始までの時間は被測定者の血圧値や脈拍数が仰臥状態において安定するまでに必要な時間以上に設定されることが望ましく、本実施例においてはたとえば 60 秒程度に設定されている。したがって、通常は未だ 60 秒を経過していないためタイマ T_1 の計数内容は T_0 よりも小さく、ステップ S 8 が実行されることとなる。

ステップ S 8 においては血圧測定時間が否かが判断されるが、本実施例においては血圧測定をたとえば 15 秒間隔で実施するように設定されている。すなわち、タイマ T_2 は 15 秒毎に計数満了するリングカウンタと同様に構成されており、タイマ T_2 の計数が満了するまでは繰り返しステップ S 8 が実行され、タイマ T_2 の計数が満了すると直ちにステップ S 9 の血圧測定ルーチンが実行される。

血圧測定ルーチンは、第 11 図に示されるように実行される。先ず、ステップ R 1 が実行され、

音声合成モジュール4.8において、I/Oポート2.8から供給される合成指令信号S.Dに従って「血圧測定開始する」という内容の音声信号S.Oが合成され、スピーカ6.2からその「血圧測定開始する」という音声が発生する。次にステップR.2においてポンプ1.4に駆動信号P.Dが供給され、カフ1.0の圧力が予想される被測定者の最高血圧値よりも20mmHgだけ高い圧力まで昇圧される。

その後、ステップR.3が実行され、遅速排気用電磁弁2.0が駆動信号M.D.2に従って開放される。このため、カフ1.0内の空気が絞り1.8を介して徐々に排気されてカフ1.0の圧力がゆっくりと低下させられ、このような状態においてステップR.4が実行されて、脈波信号S.M.Dが表すカフ1.0の圧力信号である脈波の大きさの変化に基づいて、圧力信号S.P.Dから最高血圧値および最低血圧値が測定され、血圧表示器5.2および5.4にそれぞれ数字表示される。そして、ステップR.5において表示制御駆動装置4.6からプリンタ5.8に記録指令信号S.Sが供給され、最高血圧値Aおよび最

低血圧値 B がチャート 6 0 の横軸（時間軸） 6 1 上にプロットされる。なお、この時被測定者の体位は仰臥状態であるため、体位計 3 2 からは体位信号 S V が供給されておらず、体位表示ランプ 5 0 は消灯したままであるとともに、チャート 6 0 上には体位表示記号 6 6 (V印) が記録されない。第 7 図におけるチャート 6 0 の時間 1 5 秒の軸上に示した記録はこの時のものである。。

このようにして血圧測定が終了すると、ステップ R 6 が実行されて急速排氣用電磁弁 1 6 が駆動信号 M D 1 に従って開放され、カフ 1 0 の圧力が 2 0 mmHg になるまで急速に排氣される。

ここで、以上の一連の血圧測定ルーチンが実行される過程においても、前述の割込みルーチンが周期的に実行されて脈拍数 N_o を測定するのであるが、脈拍数 N_o は前述したように脈波の立上り点 Q の時間間隔 t₄ に基づいて算出されるため、血圧測定に伴うカフ 1 0 の圧力変化に拘らず心電図の R 波間の時間間隔 t₅ に基づいて算出した脈拍数 N_R と正確に一致することとなり、精度の良

い脈拍数の測定が行われるのである。

そして、以上の血圧測定ルーチンが実行された後、第8図のステップS10が実行され、起動停止スイッチ68が再び操作されたか否かが判断され、開放操作されている場合にはステップS11およびステップS12が実行されて、電磁弁16が開放されることによってカフ10の圧力が0mmHgになるまで排気されるとともに、タイマがリセットされる。しかし、この段階では循環器の調節機能を検査できる程充分な長さのトレンドが得られないため、起動停止スイッチ68の再操作（停止操作）が為されない。このため、ステップS6以下の作動が繰り返し実行され、被測定者の血圧値が15秒間隔で測定、記録される。

そして、ステップS6においてタイマT1の計数内容が仰臥時間（本実施例では60秒）に対応するパルス数Tnよりも大きくなると、ステップS7が実行されてレジスタF_nの内容が1であるか否かが判断される。レジスタF_nの内容が1であればステップS13が実行されるが、ここでは

未だ上記ステップ S 5において零とされたままであるため、ステップ S 1 4以下が実行される。

ステップ S 1 4では、I/Oポート 2 8から供給される合成指令信号 S Dに従って、「起立せよ」という内容の音声信号 S Oが音声合成モジュール 4 8において合成され、スピーカ 6 2から「起立せよ」という音声が発生する。これにより、それまで仰臥していた被測定者はカフ 1 0を上腕部等に巻回したまま起立する。そして、ステップ S 1 5において体位計 3 2のマイクロスイッチ 3 8が作動しているか否かが判断され、供給されていない場合には被測定者が未だ起立していないわけであるから、ステップ S 1 4に戻って再び「起立せよ」の音声がスピーカ 6 2から発生する。体位信号 S Vが供給されると、起立状態を表す体位表示ランプ 5 0が点灯表示されるとともに、ステップ S 1 6およびステップ S 1 7が実行される。すなわち、ステップ S 1 6においてはレジスタ F oの内容が 1 とされ、またステップ S 1 7においては前記チャート 6 0 上に体位表示記号 6 6 (V印

) を記録すべき命令を含む表示信号 D D が表示制御駆動装置 4 6 に供給される。表示制御駆動装置 4 6 においてはその命令を一時記録し、その後ステップ S 8 および S 9 が実行されて最高血圧値、最低血圧値をチャート 6 0 上に記録させるために、プリンタ 5 8 に記録指令信号 S S を供給する際、同時に上記体位表示をチャート 6 0 上に記録させる記録指令信号 S S を供給する。

ステップ S 1 0 およびステップ S 6 を経て再びステップ S 7 が実行されると、レジスタ F₀ の内容は前記ステップ S 1 6 において 1 とされているため、ステップ S 1 3 が実行されることとなる。ステップ S 1 3 においては、タイマ T₁ の計数内容が予め定められた起立時間に前記仰臥時間（60秒）を加えた値に対するパルス数 T₄ よりも大きいか否かが判断され、カウンタ T₁ の内容が T₄ よりも大きい場合にはステップ S 1 8 が実行され、T₄ よりも小さい場合にはステップ S 1 7 以下が繰り返される。ここで、上記起立時間は、被測定者の血圧値や脈拍数が起立状態において安定

するまでに必要な時間以上に設定されることが望ましい。したがって、カウンタ T₁ の計数内容が T₀ より大きくなるまで、ステップ S₁₇, S₈, S₉, S₁₀, S₆, S₇ および S₁₃ が繰り返し実行され、被測定者の血圧値が 15 秒間隔で測定、記録されるとともに、体位表示記号 6₆ が記録される。

そして、ステップ S₁₃においてカウンタ T₁ の計数内容が T₀ よりも大きいと判断されるとステップ S₁₈ が実行され、レジスタ F₀ の内容が 1 であるか否かが判断される。レジスタ F₀ の内容が 1 であればステップ S₈ に戻るが、ここでは未だ前記ステップ S₅において零とされたままであるため、ステップ S₁₉ が実行される。ステップ S₁₉ では、前記ステップ S₁₄ と同様に音声合成モジュール 4₈において「寝なさい」という内容の音声信号 S₀ が合成され、スピーカ 6₂ から「寝なさい」という音声が発生する。これにより、被測定者は再び仰臥する。そして、ステップ S₂₀において体位計 3₂ の作動が停止したか否

か、換言すれば起立状態を表す体位信号 S V の供給が停止したか否かが判断され、停止していなければ再びステップ S 1 9 が実行されるが、体位信号 S V の供給が停止すると体位表示ランプ 5.0 が消灯するとともにステップ S 2 1 が実行されてレジスタ F₁ の内容が 1 とされる。その後ステップ S 8 および S 9 が実行され、最高血圧値、最低血圧値がチャート 6.0 上に記録されるが、体位信号 S V が発生していないので体位表示記号 6.6 はチャート 6.0 上に表示されない。

そして、ステップ S 1 0, S 6, S 7, S 1 3 を経て再びステップ S 1 8 が実行されると、レジスタ F₁ の内容は前記ステップ S 2 1 において 1 とされているためステップ S 1 8 に続いてステップ S 8 以下が実行され、ステップ S 1 0 において起動停止スイッチ 6.8 が装置を停止させるために再び操作されるまで 1.5 秒間隔で血圧値が測定、記録されるのである。

このように、本実施例においては被測定者の最高血圧値、最低血圧値が 1.5 秒間隔で測定される

とともに脈拍数 N_p が脈波を検出する毎に測定され、それ等の値が逐次チャート 60 上にプロットされてトレンドが自動的に記録され、且つそのチャート 60 上には被測定者の体位を表す体位表示記号 66 が自動的に記録されるため、起立試験が極めて容易に実施され得るのである。

しかも、脈拍数 N_p は脈波の立上り点 Q に基づいて測定され、カフ 10 の圧力変化に拘らず心電図から得られる脈拍数 N_R と正確に一致するため、従来のピーク値 P 点に基づいて脈拍数を測定していた場合に比較して脈拍数の測定精度が大幅に向上升し、特に起立試験のように体位変換に伴う循環器の作動状態の変化、すなわち脈拍数の変化を測定する場合にカフ 10 の圧力変化が影響しないため、極めて好都合である。

加えて、本実施例においては脈波を検出するためのカフ 10 の圧力が 20 mmHg に設定されており、被測定者に対してカフ 10 の圧迫感を殆ど感じさせることなく脈拍数が測定され得るとともに、そのカフ 10 の圧力を変化させることによって最高

血圧値および最低血圧値が測定されるため、血圧計、心電計を用いて血圧脈拍測定を行う場合に比較して装置が極めて簡単に構成され得る。

以上、本考案の一実施例について詳細に説明したが、本考案はその他の態様においても実施され得る。

たとえば、本考案は上述した実施例のように血圧脈拍測定装置として構成し、しかも循環器の作動状態が変化する起立試験等を実施する場合に、上述したような特に優れた種々の効果が得られるのであるが、単に被測定者の脈拍数を測定する脈拍数測定装置として構成しても良いのである。

また、脈拍数の表示手段として脈拍表示器 56 およびチャート 60 が用いられているがこれ等はいずれか一方だけであっても良く、或いはこれ等の表示手段の代わりに／または加えて音声表示手段を設けることも可能である。

さらに、前述の実施例では、立上り点検出ルーチンにおいて、脈波の最大傾斜角部分 A を検出し、その最大傾斜角部分 A から立上り点 Q を決定すべ

き一定範囲 B が限定されているが、ピーク値 P 点から一定範囲を限定して立上り点 Q を決定するようとしても差支えない。

加えて、上記立上り点検出ルーチンにおいては、所定の立上り傾斜角を設定して立上り点 Q を決定するようになっているが、逐次読み込まれるサンプリングデータの変化量の大きさ等を学習させ、カフ 10 の圧力によって異なる波形となる脈波毎にピーク値 P 点前に形成される平坦部を検出し、その平坦部の後にサンプリングデータの変化量が大きくなる点を立上り点 Q とすることも可能である。

その他、本考案はその精神を逸脱することなく、当業者の知識に基づいて種々の変形、改良を施した態様で実施し得るものであることは言うまでもないところである。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図は心電波形に対する脈波の関係を説明する説明図である。第 2 図は第 1 図における R 波とピーク値 P 点との時間間隔 t_2 とカフ圧との関係

を示す図である。第3図はカフ圧の変化に伴って変化する脈波の波形を示す図である。第4図は本考案が血圧脈拍測定装置に適用された場合の一実施例の構成を説明するブロック線図である。第5図は第1図の体位計の構造を説明する図で、第6図はその作動状態を示す図である。第7図は第4図の実施例によって得られたチャートの一例を示す図である。第8図乃至第11図は第4図の実施例の作動を説明するフローチャートである。

10 : カフ 12 : 圧力センサ

56 : 脈拍表示器 } (表示手段)

60 : チャート

Q : 立上り点 N_a : 脈拍数

t_4 : 立上り点 Q 間の時間間隔

ステップ W3 : 立上り点検出手段

ステップ W4 : 時間間隔決定手段

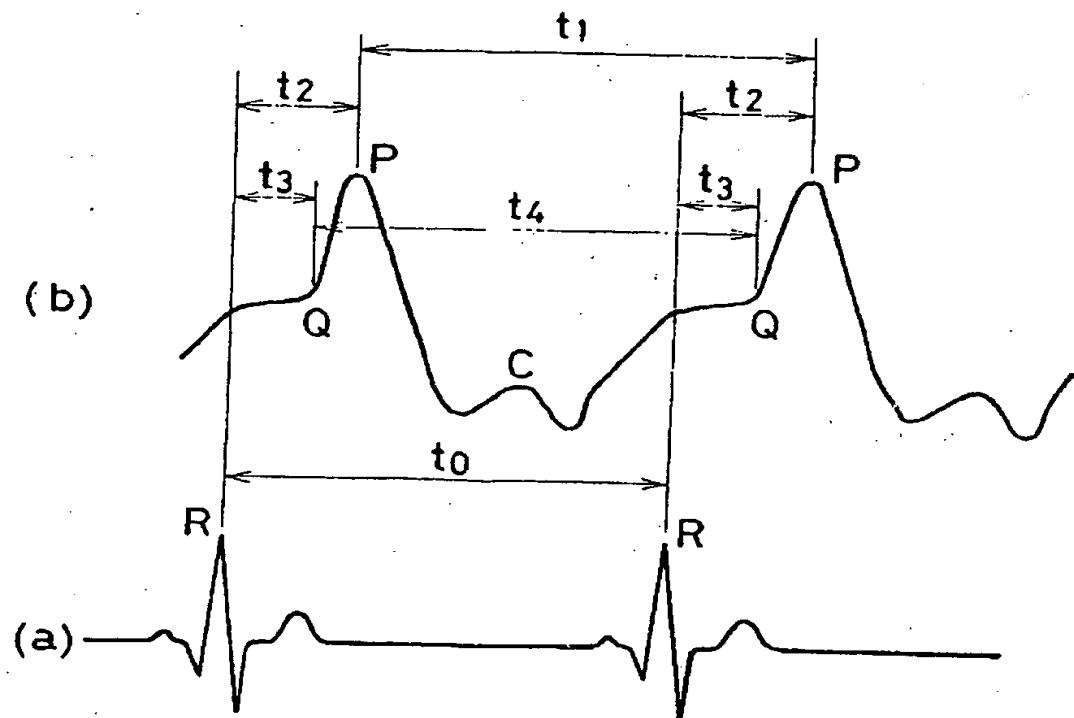
ステップ W5 : 脈拍数演算手段

出願人 株式会社 日本コーリン

代理人 弁理士 池田 治幸

(ほか2名)

第1圖

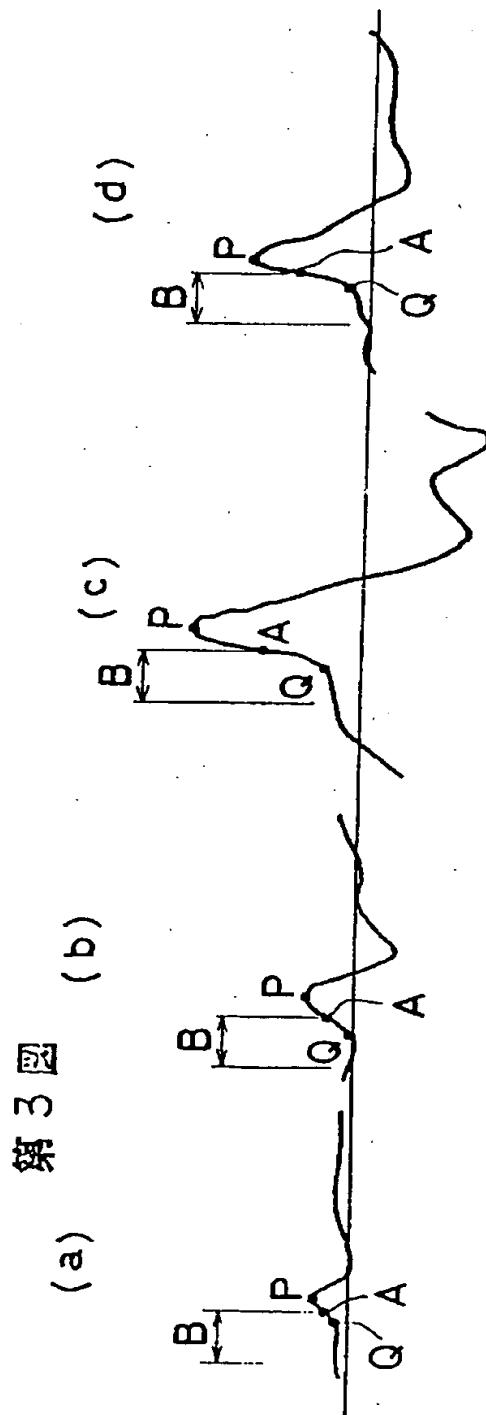
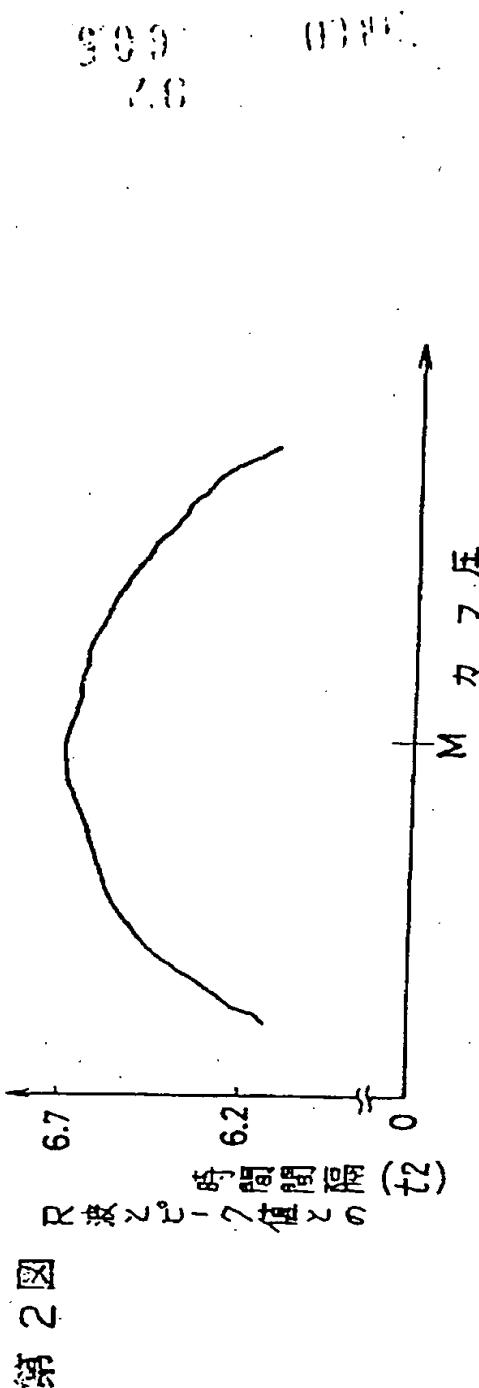


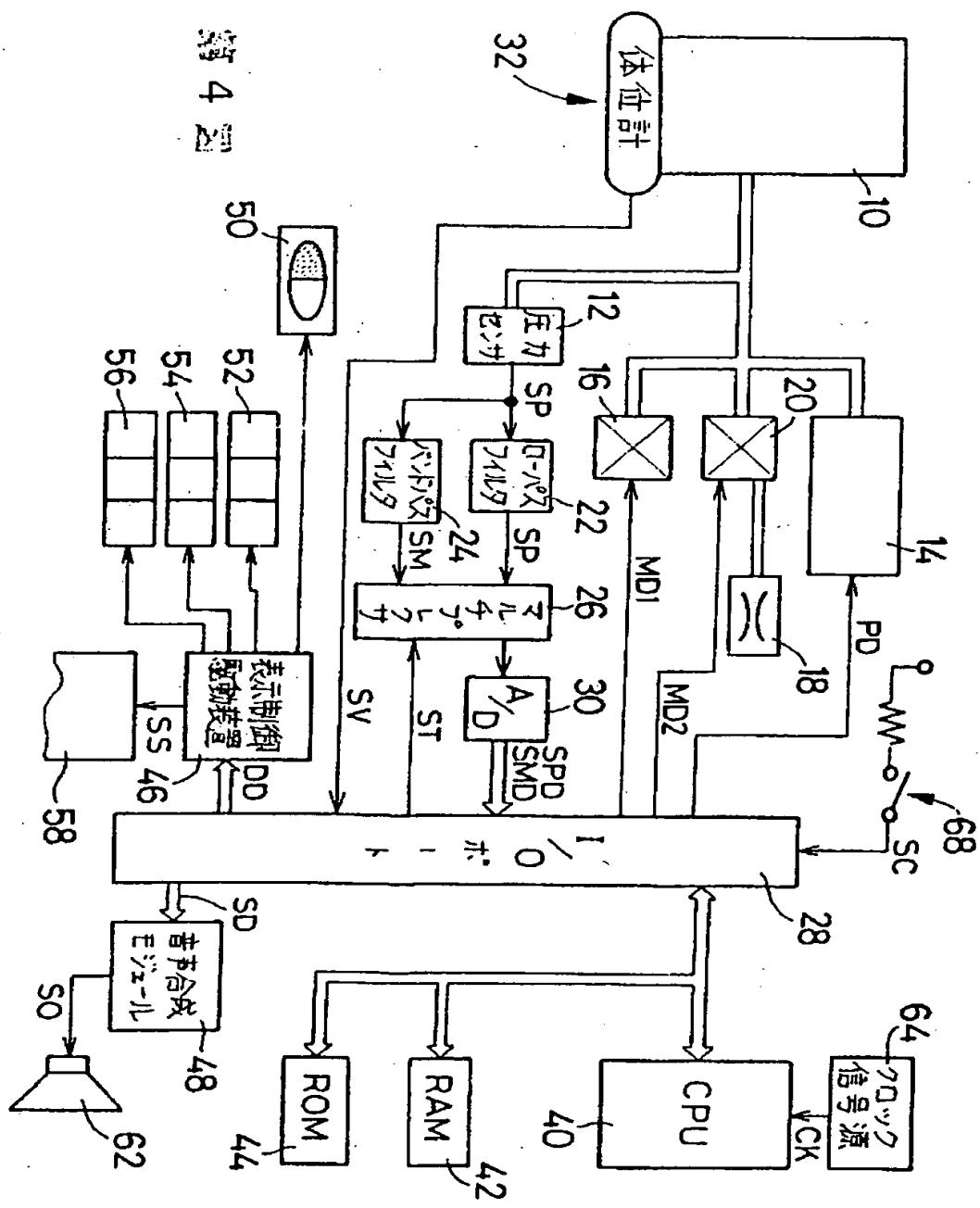
36

実開00-128605

出願人 株式会社日本コーリン
代理人 佐藤士池田治幸(在五段)

著者名：吉田和也
登録番号：第6415号
申請人：株式会社日本水工

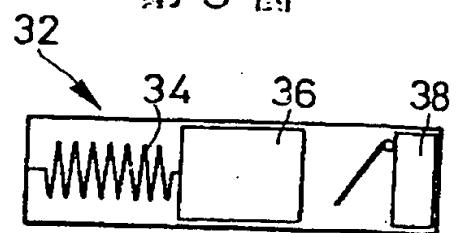




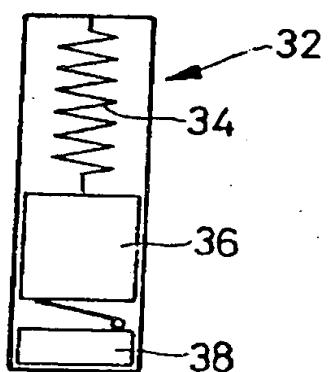
98
平成10年1月5日

出願人 株式会社日本カーリン
代理人 方理士 池田治郎 (住友2名)

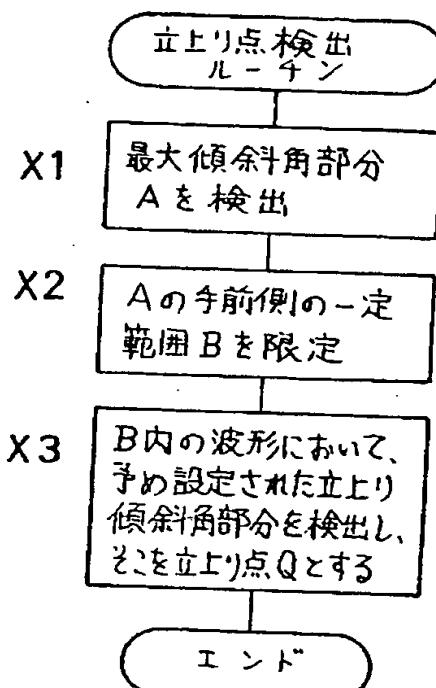
第5図



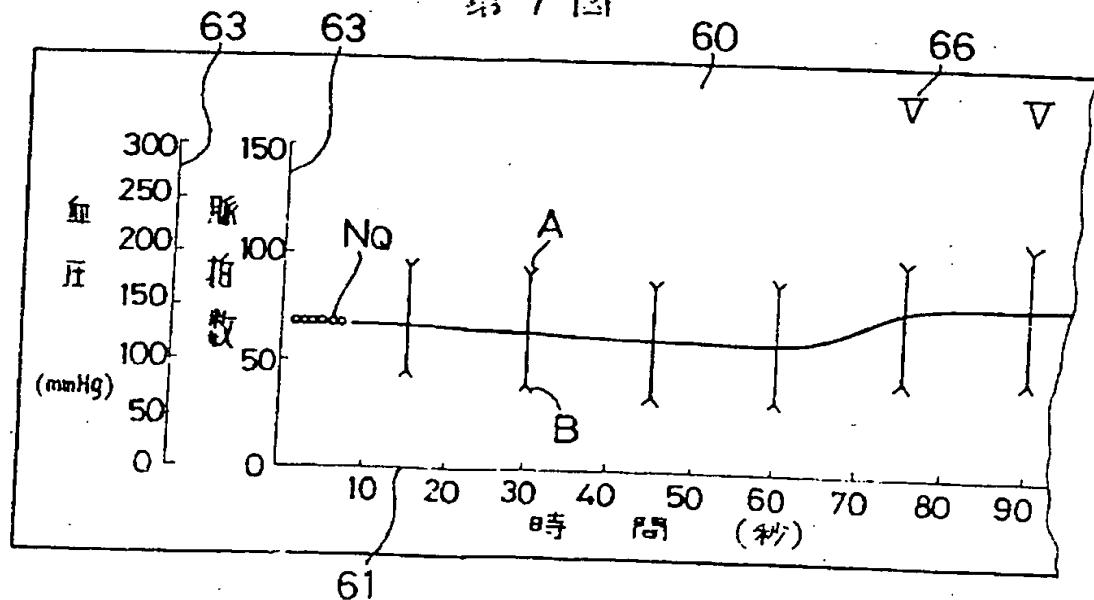
第6図



第10図



第7図

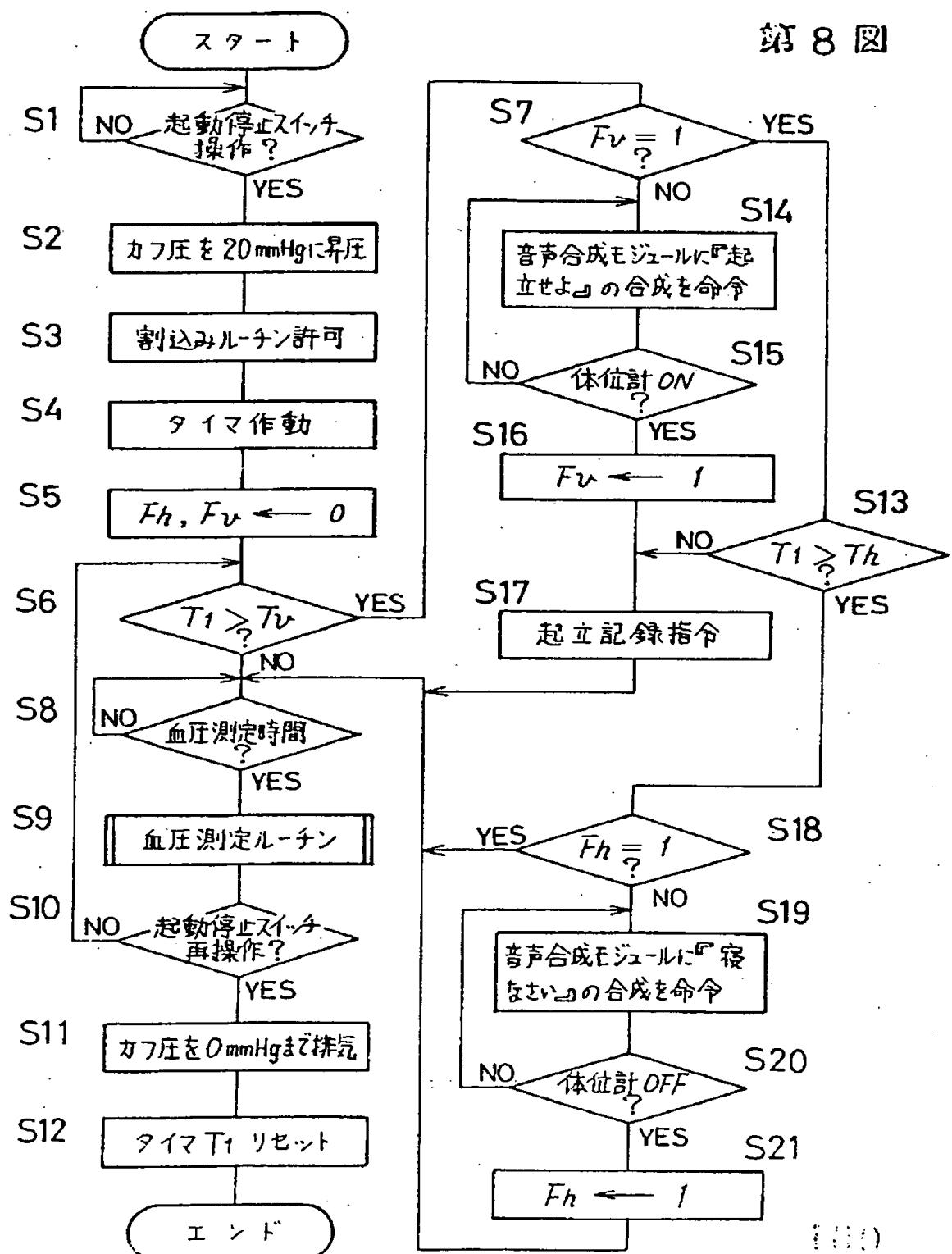


実用(1) 128605

出願人 株式会社日本コーリン (1)

代理人 伊藤士浦田治幸 (株式会社)

第8図

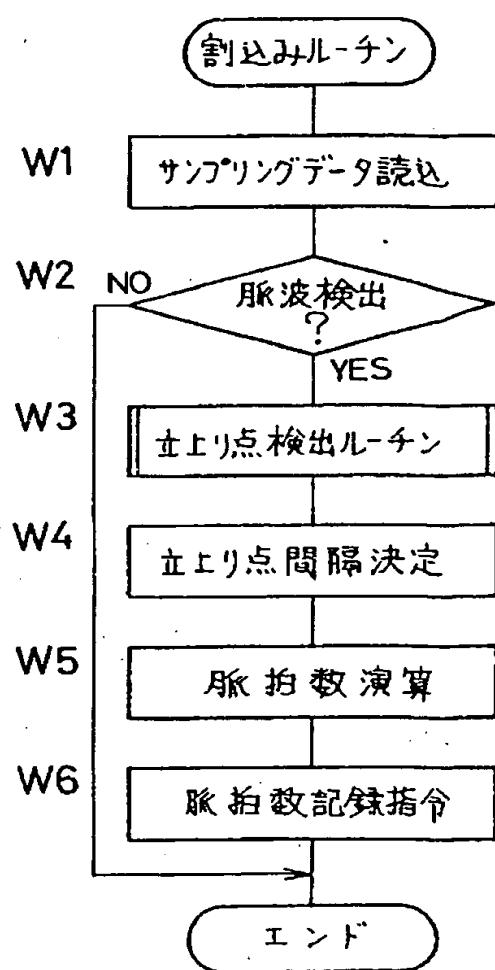


11/10

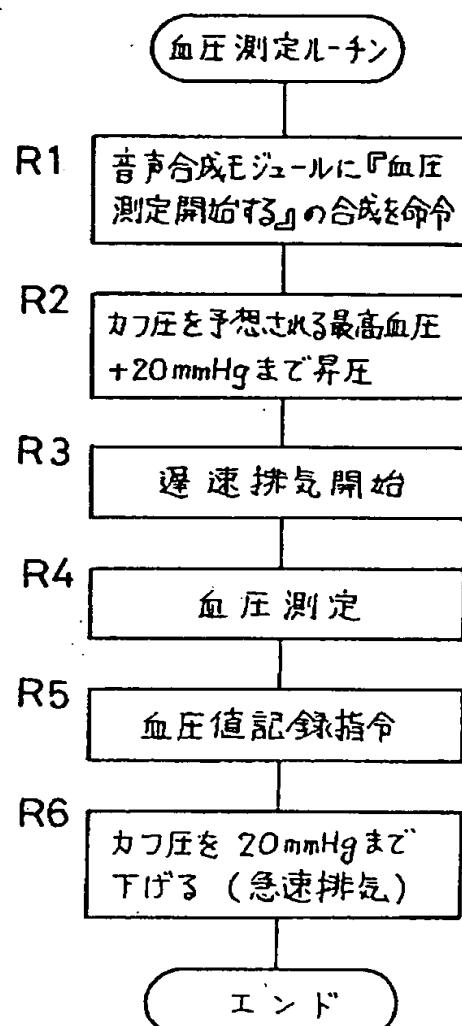
実用新案登録第5505

出願人 日本電気株式会社
代理人 有澤一郎 田中吉一

第9図



第11図



101

大日本 199605

出願人 株式会社日本コーリン

代理人 方理士 池田治幸 (ほりゆき)

後回譲な